



Republik
Österreich
Patentamt

(11) Nummer: **AT 401 226 B**

(12)

PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer: 1661/94

(51) Int.Cl.⁶ : **A61B 5/04**

(22) Anmeldetag: 30. 8.1994

(42) Beginn der Patentdauer: 15.12.1995

(45) Ausgabetag: 25. 7.1996

(56) Entgegenhaltungen:

DE 4327323A1 EP 433626A2 WO 9103979A1

(73) Patentinhaber:

PFÜTZNER HELMUT DR.
A-1180 WIEN (AT).

(54) VORRICHTUNG ZUR SYNCHRONEN REGISTRIERUNG DER LEISTUNGSFÄHIGKEIT VON HERZ UND LUNGE

(57) Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bestimmung von Kennwerten physiologischer Signale, wie EKG- oder EEG-Signale. Signalkennwerte, wie z.B. die Momentanfrequenz werden üblicherweise durch Einsatz hochwertiger Signalverarbeitungskomponenten, wie Filter hoher Ordnung, bestimmt, wobei das Signal zunächst in mitunter aufwendiger Weise von Artefakten zu bereinigen ist. Aus den Signalkennwerten werden letztlich häufig auch noch als Diagnosehilfe genutzte Diagnosekennwerte bestimmt. Für jeden der drei genannten Verarbeitungsschritte können bekanntlich auch Neurale Netze eingesetzt werden.

Ziel der Erfindung ist es, die Signalverarbeitung in wesentlicher Weise zu vereinfachen und vom Anfall hochwertiger Komponenten zu befreien. Dazu werden aus dem Signal mittelst einfach aufgebauter Vierpole mehrere Quasikennwerte abgeleitet, die zunächst keine definierte Bedeutung haben. Erst mittels eines Neurales Netzes wird der eigentlich interessierende Signalkennwert bzw. Diagnosekennwert ermittelt, wobei dem Netz im letzteren Fall auch für die Diagnoseerstellung relevante Zusatzinformationen zugeführt werden können.

AT 401 226 B

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bestimmung von Kennwerten physiologischer Signale unter Einsatz Neuraler Netze. Die Anwendung bezieht sich vor allem auf Signale, die durch dynamischen, nichtstationären Zeitverlauf gekennzeichnet sind. Typische Beispiele dafür sind elektrische Biosignale (EKG, EEG, EMG etc.), magnetische Biosignale (MKG, MEG, MMG etc.), aber auch Signale plethysmographischer Verfahren (Impedanzplethysmographie, elektrische Feldplethysmographie etc.). All diesen Signalen ist gemein daß Zeitverläufe periodischen Charakters bestenfalls in kleinen Zeitabschnitten vorliegen. Trotzdem ist es üblich, das Signal durch Kennwerte wie Amplitude und Frequenz zu charakterisieren. Diese Signalkennwerte sind ihrerseits Funktionen der Zeit - die Frequenz versteht sich als sogenannte Momentanfrequenz. Die zeitliche Auflösung - bzw. die Mittelungs- oder Fensterzeit - ist dabei üblicherweise von der Größenordnung einer bis einiger Sekunden, während die zeitliche Auflösung des biologischen Signals selbst zumindest mit 0,1 Sekunden angesetzt wird. In der Medizin kommt derartigen Signalkennwerten oft entscheidender Wert als Diagnosehilfe zu. Als konkretes Beispiel sei die zentrale Bedeutung von zeitlichen Veränderungen der Herzfrequenz genannt.

Die oben angeführten Signaltypen spiegeln in der Regel die physiologische Tätigkeit bestimmter Organe des menschlichen oder tierischen Organismus wider. Typischerweise treten dabei aber auch Artefakte auf, wobei es sich um Signalanteile handeln kann, die sich aus Unvollkommenheiten der Meßtechnik ergeben oder aber auch um solche, welche die physiologische Tätigkeit anderer, nicht interessierender Organe widerspiegeln. In beiden Fällen bemüht man sich um möglichst starke Artefaktunterdrückung, wobei konventionelle Verfahren meist auf Hard- oder Software-Realisierungen von Filtern oder auch Korrelationsmethoden basieren. Neue Verfahren machen auch vielfach von Neuralen Netzen Gebrauch, welche ebenfalls als Hard- oder Software implementiert werden können.

Als Beispiel sei die Artefaktbereinigung von EKG-Signalen erwähnt (vergl. z.B. IEEE Trans.Biomed.Eng. 29, 317-329, 1992). Üblicherweise werden an den Netzeingang dabei N Abtastwerte des artefaktbehafteten Signals gelegt, welche N aufeinanderfolgenden Zeitpunkten entsprechen. Eine einfache Möglichkeit der Netzgestaltung besteht darin, ein einziges Ausgangsneuron anzusetzen, das jenen - artefaktbefreiten - Wert liefert, der z.B. dem ersten Zeitpunkt zukommt. Die Folge der derartig ermittelten Werte ergibt das resultierende bereinigte Signal. Die diagnostische Relevanz kann nun darin liegen, daß Details des Zeitverlaufes vom Arzt - vorwiegend auf empirischer Basis - ausgewertet werden. In vielen Fällen hingegen interessieren nur bestimmte, schon erwähnte Signalkennwerte. Dabei besteht der Wert der Artefaktbereinigung z.B. darin, daß der Zeitverlauf der Frequenz mit erhöhter Sicherheit gewonnen werden kann.

Die Bestimmung der Frequenz kann über eine spektrale Auswertung des Signals mittels hochwertiger Filterung vorgenommen werden. Oder sie erfolgt digital aus N Abtastwerten mit Hilfe der Fourier-Transformation, wobei die repräsentative Mittelungszeit durch eine Fensterfunktion (z.B. Hamming-Fenster) definiert wird. Der unmittelbare, entsprechende Einsatz eines Neuralen Netzes erscheint zunächst wohl attraktiv, erweist sich in der Praxis aber als äußerst problematisch, da die interessierende Signalperiode i.a. in den N Abtastwerten mit nicht definierter Phasenlage enthalten sein wird. Beispielsweise ein Signalmaximum entfällt damit je nach Phasenlage auf unterschiedliche Eingangsneuronen, was das Mustererkennungsproblem erheblich erschwert. Eine mögliche bekannte Variante ist es, mittels eines Neuralen Netzes das Vorliegen von QRS-Komplexen zu erkennen und in einem weiteren Schritt, die Frequenz aus der auf die Mittelungszeit entfallenden Anzahl der Komplexe zu bestimmen.

Letztlich kann - im Rahmen bekannter Anwendung eines Neuralen Netzes - ein solches auch noch dazu verwendet werden, aus der Kombination der Größen verschiedener Signalkennwerte Diagnosen zu erstellen, die durch Diagnosekennwerte codiert werden. Deren Zahlenwerte stehen z.B. für das Maß der Abgesichertheit eines bestimmten Befundes oder auch für die verschiedenen zur Auswahl stehenden Varianten der Diagnose. Dies entspricht dem breiten Anwendungsgebiet Neuraler Netze, das darin besteht, eine Identifikation eines Gegenstandes durch assoziative Auswertung verschiedener Merkmale vorzunehmen. Damit ergäbe sich im Extremfall eine Serienschaltung von drei Neuralen Netzen: eines artefaktbereinigenden, eines signalkernwertbestimmenden und eines diagnoseerstellenden Netzes. In beliebiger Kombination können einzelne Netze freilich auch durch konventionelle Signalverarbeitungsbausteine ersetzt werden.

Wesentliches Merkmal der oben beschriebenen Vorrichtungen ist, daß der eigentlich interessierende Signalkernwert - im gewählten Beispielfall also die Frequenz - bzw. auch der abgeleitete Diagnosekennwert - nicht unmittelbar, sondern in mehreren Verfahrensschritten bestimmt wird. Damit ergibt sich der Nachteil hohen Aufwandes an "intelligenter" Hard- bzw. Software und auch jener hoher Signalverarbeitungszeit, welche vor allem bei on-line-Darstellungen von Signalkennwerten unerwünscht ist.

Zur Veranschaulichung des nach bekannten Verfahren in Kauf genommenen Aufwandes seien im folgenden einige konkrete Entwicklungen angeführt.

In DE 4327323A1 wird ein Meßsystem beschrieben, bei dem unter Einsatz eines Neuralen Netzes "eine Eigenschaft physiologischer Aktivität" dadurch ermittelt wird, daß zwar von (im Minimalfall) nur einer

einzigsten physikalischen Größe ausgegangen wird, diese aber für eine größere Anzahl von Signalen bestimmt wird, wobei letztere durch eine Anzahl räumlich verteilter Sensoren detektiert werden. Hoher Aufwand wird hier also auf der Ebene der Signaldetektion eingegangen. In EP 433 626 A2 wird zwar von nur einem Sensorsignal ausgegangen. Allerdings werden als Eingangsgrößen eines Neuralen Netzes
 5 zahlreiche Signalkenngrößen ermittelt, wie Spike-Amplituden, Spike-Dauern inklusive entsprechenden Histogrammgrößen, Zahl der Nulldurchgänge, sowie minimale, mittlere und maximale Frequenz, zu deren Ermittlung Methoden der Fourier-Transformation vorgeschlagen werden. Hier liegt der hohe Aufwand in der Bestimmung physikalisch klar definierter Kenngrößen, zu deren Ermittlung aufwendige Algorithmen bzw. Rechenverfahren eingesetzt werden müssen - im Falle von Hardwareimplementierungen aufwendige elek-
 10 tronische Signalverarbeitungs-komponenten. Letztlich in WO 91 03979 A1 werden zur Charakterisierung der Atmung aus drei Sensorsignalen sogar 39 klar definierte Signalkennwerte gebildet und einem Neuralen Netz zur Alarmauslösung zugeführt.

Ausgangspunkt der vorliegenden Erfindung ist die Erkenntnis, daß die exakte Ableitung physikalisch klar definierter Signalkennwerte in einem grundsätzlichen Widerspruch zur analytisch nicht beschreibbaren
 15 Signalverarbeitung eines Neuralen Netzes steht. Angesichts seiner a priori undefinierten Charakteristik ist es ungerechtfertigt, die Netzeingangsgrößen mit aufwendigen Methoden aufzubereiten, wobei hier gleichermaßen Aufwand an Hardwaremitteln (präzise Meßinstrumente, exakte Filter etc.) als auch entsprechend arbeitsaufwendig erstellte Softwarekomponenten (on-line-Verarbeitungen erschwerend langer Rechenzeiten) gemeint ist. Statt dessen wird davor ausgegangen, daß die Netz-Leistungsfähigkeit erhalten bleibt, wenn die
 20 Erstellung der Netzeingangsgrößen mit einfachsten Komponenten undefinierter - weitgehend dem Zufall überlassener - Charakteristik vorgenommen wird.

Die Erfindung zielt darauf ab, einen Kennwert in unmittelbarer Weise, ohne zusätzliche artefaktunterdrückende Maßnahmen durch Einsatz eines einzigen Neuralen Netzes ohne Aufwand hochwertiger Filter und ohne Anfall langer Signalverarbeitungszeiten aus dem Signal zu gewinnen. Dies wird erreicht, indem
 25 das Signal in paralleler Weise in mehrere Quasikennwertdetektoren eingespeist wird, deren Ausgänge mit den Eingangsneuronen des Neuralen Netzes verbunden sind.

Die Erfindung wird dadurch realisiert, daß mehrere einfachst aufgebaute und damit weitgehend zufällig ausfallende Übertragungseigenschaften aufweisende, unterschiedliche Quasikennwertdetektoren vorgesehen sind, denen die physiologischen Signale zugeleitet werden und welche für die vorgesehene Mittelungszeit
 30 zwar charakteristische, ansonsten aber physikalisch nicht klar definierte Quasikennwerte bis ausgeben, wobei die Quasikennwerte den Eingangsneuronen des Neuralen Netzes zugeführt werden, welches auf die Ausgabe des eigentlich interessierenden Signalkennwertes, wie beispielsweise der Momentanfrequenz, trainiert wird.

Der Grundgedanke dieser Vorgangsweise besteht darin, das Signal mit einfachsten Mitteln durch eine
 35 Reihe von Quasikennwerten zu charakterisieren, denen - neben der Forderung möglichst hoher gegenseitiger Unabhängigkeit bzw. Korrelation - keine definierbare physikalische Bedeutung zukommt. Bei einer - angesichts hoher Signalverarbeitungsgeschwindigkeit paralleler Signalverarbeitung günstigen - Hardwareausführung kann ein Quasikennwert z. B. durch einen Detektor gewonnen werden, der einen aus wenigen Schaltelementen (Widerständen, Kondensatoren, Induktivitäten, Dioden etc.) zusammengesetzten Vierpol
 40 enthält. Damit wird das Signal in weitgehend beliebiger Weise verzerrt bzw. umgeformt, wie es beispielsweise durch ein passives Filter geringer Güte geschieht. Am Ausgang des Vierpols wird als Quasikennwert ein Signalwert gefordert, welcher ein Charakteristikum für die der Mittelungszeit entsprechende Dauer des verzerrten Signals darstellt.

Erfindungsgemäß werden "Quasikennwertdetektoren" eingesetzt, mit denen nicht physikalisch klar
 45 definierte Kennwerte hergeleitet werden - wozu speziell bei physiologischen Signalen hochwertige Signalverarbeitungs-komponenten anfallen würden - sondern eben nur "Quasikennwerte", die sich aus der Charakteristik einfachst und weitgehend beliebig aufgebauter Detektoren ergeben. Ein derartiger Detektor liefert für ein vorgegebenes Signal wohl einen reproduzierbaren und damit charakteristischen Kennwert. Allerdings wird dem letzteren keine klar definierbare physikalische Bedeutung und Benennbarkeit zukom-
 50 men. Der Detektor liefert also weder einen "Gleichrichtmittelwert", noch einen "Mittelwert" oder "Scheitelwert", sondern ein Charakteristikum, das sich aus der einfachen, spezifischen Konstruktion des eingesetzten Vierpols (bei Hardware-Realisierung) oder der entsprechenden Softwarekomponente ergibt. Aus der Einfachheit resultiert eine Ausgangsgröße, der im Rahmen herkömmlicher Betrachtungsweise durch den Physiker oder den Mediziner kaum Wert zukommen wird, die aber einem Neuralen Netz durchaus als
 55 "quasi Kenngröße" zugemutet werden kann, nachdem das Netz auf die Verarbeitung dieser Größe ja spezifisch trainiert wird.

Im Sinne geringen Aufwandes bei der Erstellung ausreichend vieler Quasikennwerte ist es vorteilhaft, die Detektoren aus zwei in Serie geschalteten Teilvierpolen aufzubauen, einem Verzerrer und einem

Kenngrößenbildner. Als Verzerrer kommen einfach aufgebaute Vierpole in Frage, welche die Amplituden und Phasen der Signalharmonischen in möglichst unterschiedlicher Weise beeinflussen, womit aus einem dynamischen Eingangssignal s mehrere unterschiedlich verzerrte dynamische Ausgangssignale v gewonnen werden. Wie schon erwähnt können z.B. einfachste aufgebaute Filter mit Tief-, Hoch- oder Bandpaßeigenschaften eingesetzt werden. Als Kenngrößenbildner kommen Vierpole in Frage, die z.B. dem Scheitelwert, dem Mittelwert oder dem Effektivwert des verzerrten Signals nahe kommende Werte als Quasikennwerte Q ausgeben (Anm.: derartige Vierpole wird man zweckmäßigerweise auch auf das unverzerrte Signal ansetzen). Wesentlich ist dabei, daß auch an diesen zweiten Vierpol nur geringste Anforderungen zu stellen sind. Ein Scheitelwertbildner kann also beispielsweise weitgehend beliebig hohen Fehler aufweisen, sofern der Fehler reproduzierbar ausfällt. Bei Hardwareimplementierung ergeben sich damit einfache, billig herstellbare, geringsten Platz beanspruchende Komponenten. Entsprechendes gilt auch für eine eventuelle Ablegung auf Software.

Die Ausgänge von n Kenngrößenbildnern werden erfindungsgemäß an ein Neutrales Netz gelegt, das n Eingangsneuronen aufweist und dessen Aufgabe es ist, in assoziativer Weise aus den n , durch die Quasikennwerte repräsentierten Signalmerkmalen auf die eigentlich interessierende Kenngröße zu schließen. Je nach Komplexität der Aufgabe wird das Netz ein oder auch zwei verborgene Schichten aufweisen. Im einfachsten Fall werden ein oder auch mehrere Ausgangsneuronen für einen einzigen interessierenden Kennwert stehen. Interessieren mehrere Signalkennwerte, also z.B. die Frequenz und die Amplitude des Signals, so können für den zweiten Kennwert weitere Ausgangsneuronen vorgesehen werden, wobei eine Verbreiterung der verborgenen Schichten vorteilhaft sein wird. Als Alternative bietet es sich an, dem Netz ein dem zweiten Kennwert gewidmetes zweites Netz eingangsseitig parallel zu schalten, was den Vorteil besserer Konvergenzen erbringen kann. Das Netztraining erfolgt in bekannter Weise anhand von repräsentativen Signalen, deren Kennwerte mit konventionellen Verfahren bestimmt wurden.

Wie schon erwähnt ist es in der medizinischen Praxis üblich, die ermittelten Signalkennwerte - bzw. deren Zeitverlauf - als Diagnosehilfen zu verwenden. Für letzteren Fall ist erfindungsgemäß vorgesehen, Diagnosekennwerte unmittelbar aus den Quasikennwerten herzuleiten. Dafür wird ein Neutrales Netz verwendet, das so wie oben für Signalkennwerte beschrieben aufgebaut ist, vorteilhafterweise aber - gegenüber der Anzahl n - zusätzliche Eingangsneuronen aufweist. An sie werden Signale gelegt, welche für Zusatzinformationen codieren. Diese können sich beispielsweise auf den Patienten beziehen, indem sie für sein Alter, Geschlecht oder auch für das Resultat diagnostisch relevanter Befunde stehen. Sie können aber auch für die äußeren Bedingungen stehen, unter denen das physiologische Signal abgeleitet wurde, also z.B. für die Raumtemperatur oder für eine ergometrische Belastung des Patienten.

Aufgabe des Netzes ist es nun, aus der Gesamtheit von Quasikenngrößen des physiologischen Signals und der Zusatzinformationen in assoziativer Weise auf die Ausprägtheit des einer bestimmten Diagnose entsprechenden physiologischen Verhaltensmusters und damit auf die Wahrscheinlichkeit der Gültigkeit dieser Diagnose zu schließen. Der entsprechende Diagnosekennwert wird in analoger Weise zum oben beschriebenen Fall eines Signalkennwertes erstellt. Unter der Voraussetzung von in ausreichendem Maße repräsentativem Trainingsmaterial fällt auch im hier vorliegenden Fall keine zusätzliche Maßnahme einer Artefaktbefeuerung an.

In den Abbildungen ist die Erfindung anhand von zwei Beispielen zur Ausführung der Vorrichtung veranschaulicht. Bild 1 bezieht sich auf die Erstellung eines Signalkennwertes, Bild 2 auf jene von Diagnosekennwerten.

Bild 1 zeigt ein konkretes Beispiel zum Fall der Auswertung eines EEG-Signals, für welches der Zeitverlauf der Momentan-Grundfrequenz bei einer Mittelungszeit von einer Sekunde bestimmt werden soll. Das mit Elektroden (1) und einem EEG-Verstärker (2) gewonnene Signal (s) wird an drei Quasikennwertdetektoren (3,4,5) gelegt. Der Detektor (3) beinhaltet einen Verzerrer (6) mit Tiefpaßcharakteristik, der Detektor (4) einen Verzerrer (7) mit Hochpaßcharakteristik, wobei die Grenzfrequenzen etwa in der Mitte des zu erwartenden Frequenzschwankungsbereiches angesetzt sind. Im Detektor (5) wird das Signal (s) unverzerrt weitergegeben; d.h. der Verzerrer (8) entartet zu einer Durchverbindung. Die drei derartig gewonnenen Signale (v_1), (v_2) und (v_3) werden jeweils an drei Kenngrößenbildner (9,10,11) gelegt, die eine Sekunde lange Signalabschnitte kennzeichnen. Die Kenngrößenbildner (9) liefern in Näherung die Spitzenwerte, jene (10) die Effektivwerte und jene (11) die Mittelwerte. Somit werden letztlich neun Quasikennwerte (Q_1 bis Q_9) gewonnen. Im Einsekundentakt werden sie dem Neuralen Netz (12) an neun Neuronen (13) der Eingangsschicht zugeführt. Das Netz ist dreischichtig aufgebaut und beinhaltet in der verborgenen Schicht 5 Neuronen (14). Das Ausgangsneuron (15) liefert ein Signal (A), welches ein Maß für die gesuchte Frequenz darstellt.

Auch Bild 2 zeigt ein konkretes Beispiel zur Auswertung eines EEG-Signals, wobei nun aber der Zeitverlauf der Ausprägtheit von auf Krampfbereitschaft hinweisenden Signalmustern und die Abgesi-

chertheit eines entsprechenden Befundes erfaßt werden sollen. Dazu sind am Eingang des Netzes (16) zusätzlich zu den neun den Quasikennwerten (Q_1) bis (Q_9) zugeteilten Neuronen (13) zwei weitere Neuronen (17) für Signale (Z_1) und (Z_2) vorgesehen, welche für Zusatzinformationen codieren. Damit ergeben sich 11 Eingangsneuronen. (Z_1) codiert für den Patiententyp bei Berücksichtigung des Alters. (Z_2) codiert für den Wachheitsgrad (Tiefschlaf bis volle Wachheit). Entsprechend der gegenüber dem Fall von Bild 1 höheren Informationsdichte beinhaltet die verborgene Schicht ebenfalls 11 Neuronen (18), welche in zwei Ausgangsneuronen (19) münden. Das Ausgangssignal (A_1) ist ein Maß für die Ausgeprägtheit von auf Krampfbereitschaft hinweisenden Signalmustern. Das Ausgangssignal (A_2) ist ein Maß für die Abgesichertheit des vom Anwender definierten Befundes.

10

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Bestimmung von Kennwerten physiologischer Signale unter Einsatz eines Neuralen Netzes, **dadurch gekennzeichnet**, daß mehrere einfachst aufgebaute und damit weitgehend zufällig ausfallende Übertragungseigenschaften aufweisende, unterschiedliche Quasikennwertdetektoren (3,4,5) vorgesehen sind, denen die physiologischen Signale (s) zugeleitet werden und welche für die vorgesehene Mittelungszeit zwar charakteristische, ansonsten aber physikalisch nicht klar definierte Quasikennwerte (Q_1) bis (Q_9) ausgeben, wobei die Quasikennwerte den Eingangsneuronen (13) des Neuralen Netzes (12) zugeführt werden, welches auf die Ausgabe des eigentlich interessierenden Signalkennwertes, wie beispielsweise der Momentanfrequenz, trainiert wird.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Quasikennwertdetektoren (3,4,5) aus der Serienschaltung eines den Zeitverlauf des Signals (s) in weitgehend undefinierter Weise verformenden, damit aber einfachst aufgebauten Verzerrers (6,7,8) und eines ebenfalls nur näherungsweise arbeitenden und somit einfach ausfallenden Kenngrößenbildners (9,10,11) aufgebaut sind.
3. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß zur gleichzeitigen Bestimmung mehrerer Kennwerte mehrere Ausgangsneuronen oder aber mehrere eingangsseitig parallel geschaltete Neurale Netze vorgesehen sind.

30

Hiezu 1 Blatt Zeichnungen

35

40

45

50

55

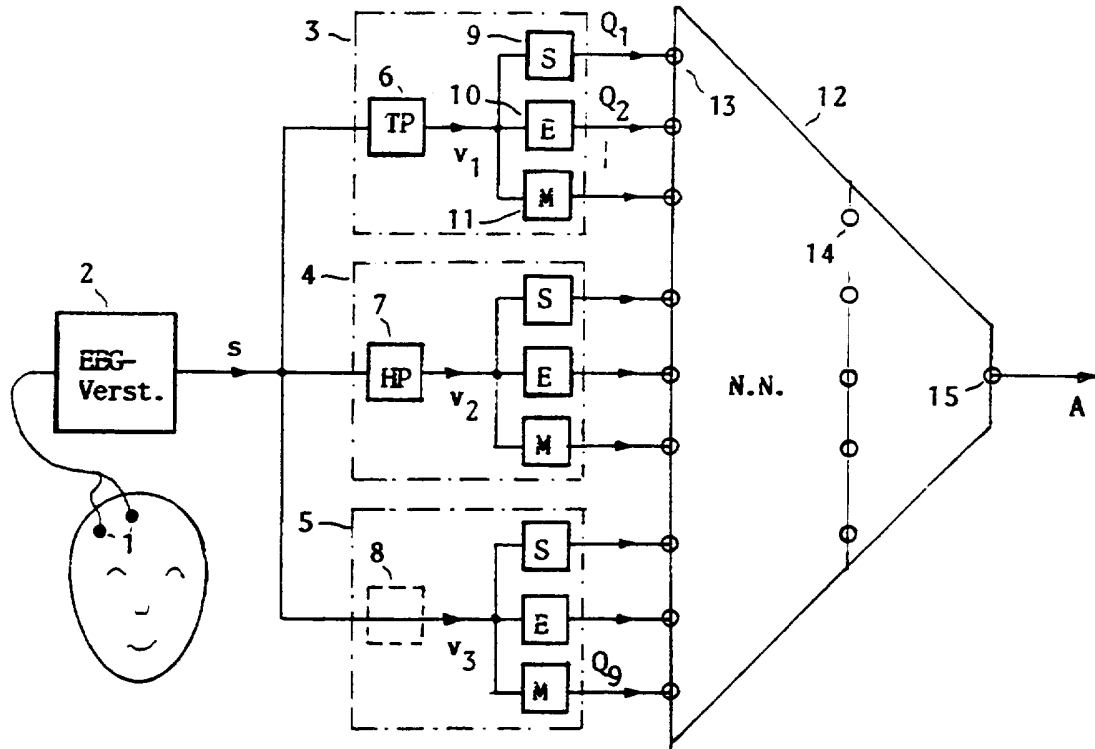


Bild 1

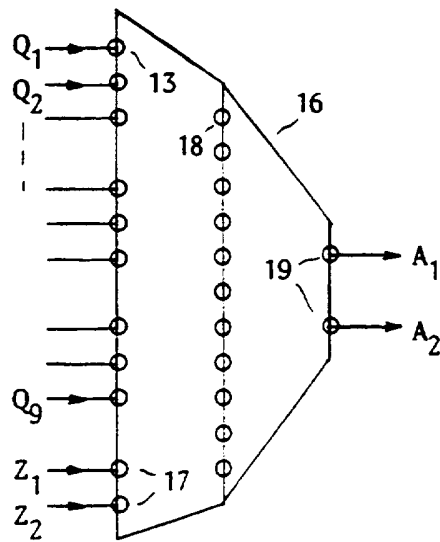


Bild 2